



(19) RU<sup>(11)</sup> 2 073 242<sup>(13)</sup> C1  
(51) Int. Cl.<sup>6</sup> G 01 N 33/48

RUSSIAN AGENCY  
FOR PATENTS AND TRADEMARKS

(12) ABSTRACT OF INVENTION

(21), (22) Application: 93001119/14, 01.01.1993

(46) Date of publication: 10.02.1997

(71) Applicant:  
Lednev Viktor Ivanovich,  
Lednev Ivan Andreevich

(72) Inventor: Lednev Viktor Ivanovich,  
Lednev Ivan Andreevich

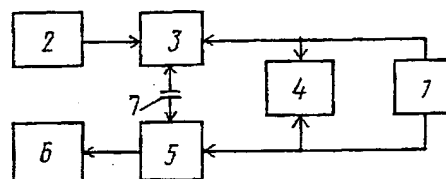
(73) Proprietor:  
Lednev Viktor Ivanovich,  
Lednev Ivan Andreevich

(54) METHOD FOR INDICATION OF SUGAR CONTENT IN BLOOD AND DEVICE FOR ITS EMBODIMENT

(57) Abstract:

FIELD: medicine, particular, devices for determination of sugar content in blood, applicable in obtaining of express information directly by attending doctor. SUBSTANCE: method for indication of sugar content in blood by analysis of biological object consists in that biological object is placed in electrical field of converter, and sugar content level is determined by calibrating curve of the component of dielectric permittivity. The device for determination of the level of sugar content in blood is made in form of converter and vibratory system having generator and associated resonance system, frequency detector and current indicator. Converter is

made in form of capacitance inserted into the circuit of resonance system. Capacitance plates are in form of several adjacent to one another insulated from one another conductors laid in flat spiral and secured to solid dielectric base connected with member stabilizing the mechanical pressure. EFFECT: higher efficiency. 6 dwg



Фиг.1

RU 2 073 242 C1

RU 2 073 242 C1

РОССИЙСКОЕ АГЕНТСТВО  
ПО ПАТЕНТАМ И ТОВАРНЫМ ЗНАКАМ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

(21), (22) Заявка: 93001119/14, 01.01.1993

(46) Дата публикации: 10.02.1997

(56) Ссылки: Справочник по клиническим лабораторным методом исследований. Под ред. Меньшикова В.В.- М.: Медицина, 1988.

(71) Заявитель:

Леднев Виктор Иванович,  
Леднев Иван Андреевич

(72) Изобретатель: Леднев Виктор Иванович,  
Леднев Иван Андреевич

(73) Патентообладатель:

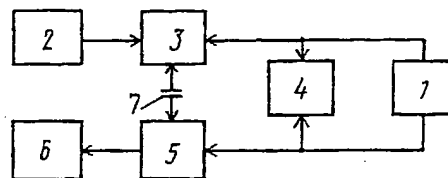
Леднев Виктор Иванович,  
Леднев Иван Андреевич

(54) СПОСОБ ИНДИКАЦИИ СОДЕРЖАНИЯ САХАРА В КРОВИ И УСТРОЙСТВО ДЛЯ ЕГО ОСУЩЕСТВЛЕНИЯ

(57) Реферат:

Использование: изобретение относится к области медицины, в частности, к устройствам определения содержания сахара в крови и может быть использовано для получения экспресс-информации непосредственно лечащим врачом. Сущность: способ определения содержания сахара в крови путем анализа биологического объекта заключается в том, что биологический объект помещают в электрическое поле преобразователя, при этом об уровне содержания сахара в крови судят по тарированной кривой его составляющей диэлектрической проницаемости. Устройство для определения уровня содержания сахара в крови, осуществляющее способ, выполнено в виде преобразователя и колебательной системы, содержащей генератор, связанную с ним резонансную систему, частотный

детектор и индикатор тока. При этом преобразователь выполнен в виде включенной в цепь резонансной системы емкости, обкладками которой служат уложенные в плоскую спираль несколько примыкающих друг к другу изолированных друг от друга проводников, укрепленных на твердом диэлектрическом основании, связанном с элементом стабилизирующим механическое давление. 6 ил.



Фиг. 1

**RU 2073242 C1**

RU 2073242 C1

Изобретение относится к области медицины, в частности к устройствам индикации содержания сахара в крови пациента, и может быть использовано при экспресс-анализе непосредственно лечащим врачом и самим пациентом.

Известны способы анализа на содержание сахара в крови пациента, применяемые в медицинской практике, как например, глюкозооксидазный, ортотолуединовый, ферментативный [1,2] и др.

Известные способы анализа на содержание сахара в крови пациента основаны на свойстве сахара восстанавливать определенные соли в процессе сложных химических реакций, носят биохимический характер. Известны также хроматографические устройства для индикации результатов биохимического анализа крови, в том числе на сахар, как, например, фотоэлектротоннометр, специальная, пропитанная реактивами бумага, и др.

Недостаток известных способов и устройств заключается в том, что они связаны с взятием пробы крови и исследованием ее в лабораторных условиях, что в свою очередь связано с травмированием пациента, не исключающим попадание вируса СПИДа в кровеносное русло, и большим промежутком времени, разделяющим моменты взятия пробы крови и получения результата. Как правило, до врача доходят результаты анализа не ранее, чем на следующий день, что усложняет работу врача, требует повторного приема больного, чтобы поставить диагноз и назначить соответствующее лечение; исключает возможность оперативного контроля за содержанием в крови сахара самим больным, страдающим, например, диабетом при регуляции своего рациона в соответствии с рекомендацией врача.

Цель изобретения состоит в упрощении процесса и сокращении времени получения информации.

Поставленная цель достигается тем, что в заявленном способе индикации содержания сахара в крови пациента путем анализа биологического объекта, согласно изобретению, биологический объект помещают в электрическое поле преобразователя, при этом о количественном содержании сахара в крови судят по тарированной кривой его составляющей диэлектрической проницаемости.

Цель достигается также тем, что, в устройстве для индикации содержания сахара в крови пациента, осуществляющем способ, содержащем преобразователь диэлектрической проницаемости анализируемого биологического объекта в пропорциональную емкость и колебательную систему в виде генератора электромагнитных колебаний, индуктивно связанного с ним контура связи, колебательного контура, к первому входу которого подключены первые выходы контура связи и преобразователя, частотного детектора, первый вход которого через емкость подключен к второму выходу контура связи, второй его вход связан со вторым выходом преобразователя и вторым входом колебательного контура, и индикатора тока, подключенного к выходу частотного детектора, согласно изобретению,

преобразователь диэлектрической проницаемости в пропорциональную емкость выполнен в виде свернутых в плоскую спираль изолированных друг от друга нескольких проводников, закрепленных на твердом диэлектрическом основании, размещенном на стабилизирующем механическое давление приспособлении.

Из курса физики известно, что частота колебаний  $f$  колебательного контура определяется соотношением:

$$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}}$$

где  $\pi$  3,14;  $L$  индуктивность,  $C$  - емкость. Емкость же плоского конденсатора  $C = \frac{\epsilon S}{4\pi d}$ ,

где  $\epsilon$  диэлектрическая проницаемость среды, заполняющей пространство между пластинами конденсатора,  $S$  площадь пластин,  $d$  расстояние между пластинами.

Из приведенных соотношений следует, что частота колебаний колебательного контура зависит от диэлектрической проницаемости  $\epsilon$  среды, заполняющей пространство между пластинами конденсатора. Вместе с этим известно, что диэлектрическая проницаемость сахара значительно превышает проницаемость других элементов и соединений организма, кроме воды, что диэлектрическая проницаемость крови возрастает с ростом концентрации в ее растворе сахара.

Учитывая отмеченные закономерности и то обстоятельство, что высокая проницаемость воды, как составляющей крови и тканевых клеток, может быть выделена в постоянную составляющую конечного результата при тарировании кривой, вскрывается возможность использования диэлектрической проницаемости сахара в качестве параметра при оценке его количественного содержания в крови.

На фиг.1 приведена блок-схема устройства для индикации уровня содержания сахара в крови пациента; на фиг.2 структурная схема преобразователя диэлектрической проницаемости в пропорциональную емкость (вариант); на фиг.3 - частотная характеристика устройства.

Устройство для индикации уровня содержания сахара в крови пациента (фиг. 1) содержит преобразователь 1 диэлектрической проницаемости анализируемого биологического объекта в пропорциональную емкость и колебательную систему в виде генератора 2 электромагнитных колебаний фиксированной частоты, индуктивно связанного с ним контура связи 3, колебательного контура 4, к первому входу которого подключены первые выходы контура связи 3 и преобразователя 1; частотного детектора 5, первый вход которого через емкость 7 подключен к второму выходу контура связи 3, второй вход частотного детектора 5 подключен к второму выходу преобразователя 1 и второму входу колебательного контура 4, и индикатора тока 6, подключенного к выходу частотного детектора 5. Преобразователь 1 диэлектрической проницаемости анализируемого биологического объекта в пропорциональную емкость (вариант - фиг.2) выполнен в виде свернутых в плоскую спираль изолированных друг от друга

проводников 1, укрепленных на твердом диэлектрическом основании 2, связанным со стабилизирующим механическое давление приспособлением.

Резонансную частоту  $f_{рез}$  колебательного контура 4 исходного состояния устанавливают, как показано на фиг.3, несколько выше фиксированной частоты  $f_r$  генератора. Шкала индикатора тока 6 градуируется в соответствие тарированной кривой составляющей диэлектрической проницаемости концентрации сахара в крови. Его показания в исходном состоянии при помощи делителя напряжения устанавливаются равными нулю.

Устройство работает следующим образом. При введении биологического объекта, например, пронизанной кровеносными сосудами и капиллярами подушечки пальца руки, в электрическое поле преобразователя 1, его емкость пропорционально изменению диэлектрической проницаемости охватываемого электрическим полем пространства увеличится; понизится резонансная частота колебательного контура 4, частотная характеристика (фиг. 3) сместится в сторону фиксированной частоты  $f_r$  генератора, пропорционально возрастет ток индикатора 6. Поскольку вклад диэлектрической проницаемости воды и других составляющих при тарировании кривой, составляющей диэлектрическую проницаемость сахара, выделен в постоянную составляющую, а переменным параметром является составляющая диэлектрической проницаемости меняющейся в крови концентрации сахара, содержанию его в крови и будут соответствовать показания индикатора 6.

На фиг.4 приведена блок-схема варианта устройства, отличающегося повышенной линейностью частотной характеристики, улучшенными чувствительностью и токсичностью индикации. На фиг.5 3-элементный вариант преобразователя. На фиг. 6 частотная характеристика на выходе частотного детектора в исходном режиме.

Объединение двух технических решений как вариантов устройства одной заявкой связано с тем, что данные устройства решают на разных уровнях одну и ту же задачу, осуществляя способ индикации содержания сахара в крови пациента.

Устройство (фиг.4) содержит преобразователь 1 и колебательную систему в виде генератора 2 электромагнитных колебаний фиксированной частоты, индуктивно связанного с ним контура связи 3, колебательного контура 4, к первому входу которого подключен первый выход контура связи 3 и первый выход преобразователя 1; частотного детектора 5 и индикатора тока 6. Вариант устройства отличается тем, что с целью улучшения линейности частотной характеристики, повышения чувствительности и точности индикации количественного содержания сахара в крови пациента, в устройство дополнительно введены контур связи 7 и колебательный контур 8, причем дополнительный контур связи 7 индуктивно связан с генератором 2, его первый выход подключен к первому входу дополнительного колебательного контура 8 и второму выходу преобразователя 1, второй вход дополнительного колебательного контура 8

соединен со вторым входом основного колебательного контура 4, третьим выходом преобразователя 1, первым и вторым входами частотного детектора 5, выполненного по схеме диодного моста, третий и четвертый входы которого через емкости подключены соответственно ко вторым выходам контуров связи 3 и 7, а в диагональ диодного моста частотного детектора включен индикатор тока 6.

Вариант устройства отличается и тем, что преобразователь 1 (фиг.5) выполнен в виде двух смежных емкостей, образованных тремя свернутыми в плоскую спираль изолированными друг от друга проводниками 1, укрепленными на твердом диэлектрическом основании 2, связанном со стабилизирующим механическое давление приспособлением, снижающим погрешность индикации за счет вероятной неравномерности давлений на преобразователи пациентами.

По частотной характеристике (фиг.6) видно, что резонансные частоты  $f_{p4}$  и  $f_{p8}$  колебательных контуров 4 и 8 разнесены по обе стороны фиксированной частоты  $f_r$  генератора 2 таким образом, что в исходном режиме точка пересечения кривой частотной характеристики оси ординат совпадает с точкой фиксированной частоты  $f_r$  генератора 2. Оптимальным диапазоном рабочих частот являются частоты 8-10 МГц.

Устройство работает следующим образом. При введении биологического объекта, например подушечки пальца руки пациента, в электрическое поле преобразователя 1, пропорционально изменению диэлектрической проницаемости возрастет емкость колебательных контуров 4 и 6, понизятся их резонансные частоты. Частотная характеристика (фиг.6) сместится в сторону меньших частот, возрастет ток индикатора 6, показания которого в соответствии с тарированной кривой (шкалы индикатора) отразят уровень содержания сахара в крови пациента.

Использование способа индикации содержания сахара в крови пациента и устройства для его осуществления позволит упростить и ускорить процесс получения информации по сравнению с известными, применяемыми в медицинской практике, получать и учитывать информацию о содержании сахара в крови пациента врачом при первичном приеме, исключать травмирование и попадание при этом вируса СПИДа в кровеносное русло пациента, сократить нагрузку биофизической лаборатории; даст возможность больным, например сахарным диабетом, самим осуществлять повседневный контроль за содержанием сахара в крови и при лечении под контролем врача следить за своим рационом.

### Формула изобретения:

1. Способ индикации содержания сахара в крови путем анализа биологического объекта, отличающийся тем, что биологический объект помещают в электрическое поле преобразователя, при этом об уровне содержания сахара в крови пациента судят по тарированной кривой его составляющей диэлектрической проницаемости.

2. Устройство для определения уровня содержания сахара в крови пациента,

содержащее преобразователь диэлектрической проницаемости биологического объекта в пропорциональную емкость и колебательную систему в виде генератора электромагнитных колебаний, индуктивно связанного с ним контура связи, колебательного контура, к первому входу которого подключены первые выходы контура связи и преобразователя, частотного детектора, первый вход которого через емкость подключен к второму выходу контура связи, второй вход частотного детектора подключен к второму выходу преобразователя и второму входу колебательного контура, и индикатора тока, подключенного к выходу частотного детектора, отличающееся тем, что преобразователь диэлектрической проницаемости анализируемого биологического объекта в пропорциональную емкость выполнен в виде свернутых в плоскую спираль изолированных друг от друга нескольких проводников, укрепленных на твердом диэлектрическом основании, связанном с элементом стабилизирующим механическое давление.

3. Устройство по п.2, содержащее

преобразователь и колебательную систему в виде генератора электромагнитных колебаний, индуктивно связанного с ним контура связи, колебательного контура, к первому входу которого подключены первый контур связи и первый выход преобразователя, частотного детектора и индикатора тока, отличающееся тем, что оно снабжено дополнительными колебательным контуром и контуром связи, причем дополнительный контур связи индуктивно связан с генератором, его первый выход подключен к первому входу дополнительного колебательного контура и второму выходу преобразователя, второй вход дополнительного колебательного контура соединен с вторым входом основного колебательного контура, третьим выходом преобразователя, с первым и вторым входами частотного детектора, выполненного по схеме диодного моста, третий и четвертый входы которого через емкости подключены соответственно к вторым выходам контуров связи, а в диагональ диодного моста частотного детектора включен индикатор тока.

5

10

15

20

25

30

35

40

45

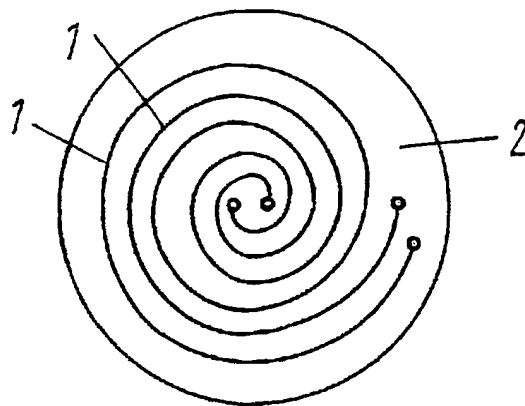
50

55

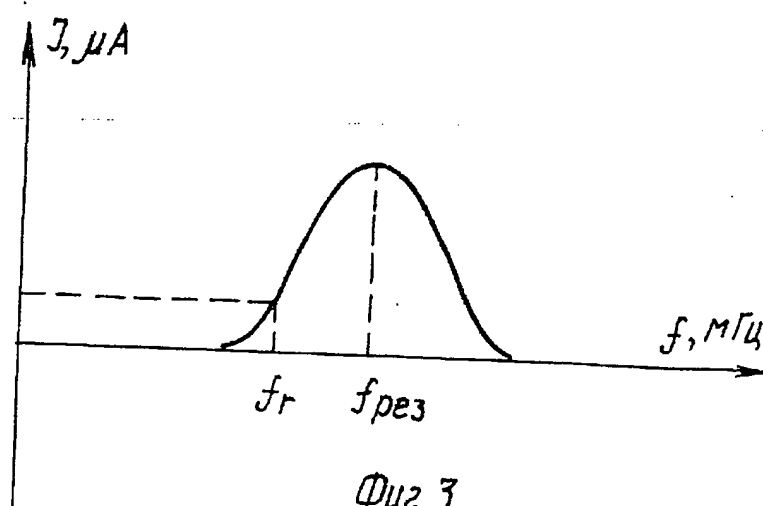
60

RU 2 0 7 3 2 4 2 C 1

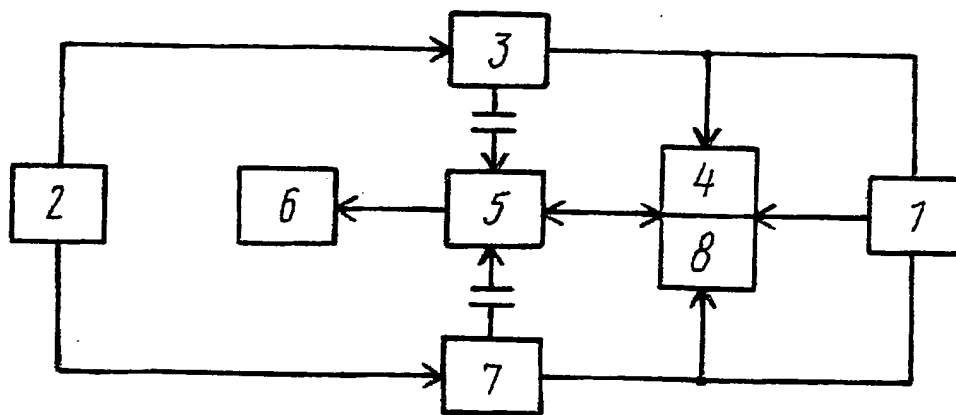
RU 2 0 7 3 2 4 2 C 1



Фиг. 2



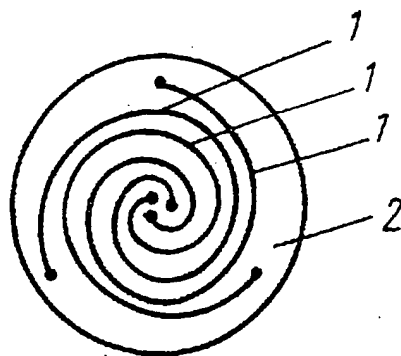
Фиг. 3



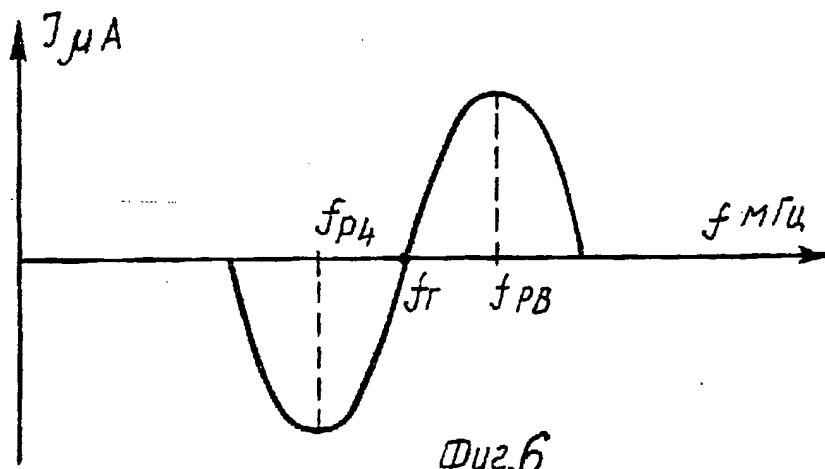
Фиг. 4

RU 2073242 C1

RU 2073242 C1



Фиг. 5



Фиг. 6

RU 2073242 C1

RU 2073242 C1